

IN THE U.S. PATENT AND TRADEMARK OFFICE

CLAIM TO PRIORITY

September 30, 2003

Applicant(s) herewith claim(s) the benefit of the
priority filing date of the following application(s) for the
above-entitled U.S. application under the provisions of 35
U.S.C. § 119 and 37 C.F.R. § 1.55:

Certified copy(ies) of the above-noted application(s)
is(are) attached hereto.

Respectfully submitted,

YOUNG & THOMPSON

Benoit Castel, Reg. No. 35,041

745 South 23rd Street
Arlington, VA 22202
Telephone (703) 521-2297

BC/ma

Attachment(s): 1 Certified Copy(ies)

1

1

1

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 45 676.3

Anmeldetag: 30. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Phasenkontrast-Röntgengerät zur Erstellung eines
Phasenkontrast-Bildes eines Objekts und Verfahren
zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes

IPC: G 01 N 23/20

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 18. September 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident

Im Auftrag

Wollner

Beschreibung

Phasenkontrast-Röntgengerät zur Erstellung eines Phasenkontrast-Bildes eines Objekts und Verfahren zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes

Die Erfindung betrifft ein Phasenkontrast-Röntgengerät zur Erstellung eines Phasenkontrast-Bildes mindestens eines Objekts, mit mindestens einer Röntgenquelle zur Erzeugung einer Röntgenstrahlung, die in einem bestimmten optischen Abstand zur Röntgenquelle eine bestimmte räumliche Kohärenz aufweist und mindestens einer Auswerteeinrichtung zur Umwandlung der Röntgenstrahlung nach einem Durchstrahlen der Röntgenstrahlung durch das im optischen Abstand zur Röntgenquelle angeordnete Objekt in das Phasenkontrast-Bild des Objekts.

Daneben wird ein Verfahren zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes eines Objekts unter Verwendung des Phasenkontrast-Röntgengeräts beschrieben.

Im röntgenoptischen Bereich muss genauso wie im lichtoptischen Bereich eine Umwandlung eines Phasenkontrasts in einen Amplitudenkontrast erfolgen, um ein Phasenkontrastobjekt sichtbar zu machen. Daher ist unter Phasenkontrast-Bild eine bildliche Darstellung eines in einen Amplitudenkontrast umgewandelten Phasenkontrasts zu verstehen. Es werden aber durchwegs Bilder von Objekten betrachtet, in denen die Kontrastbildung im Wesentlichen auf Phasenkontrast und nicht auf Amplitudenkontrast beruht.

Die der Erfindung zugrundeliegende Phasenkontrast-Radiographie basiert darauf, dass Röntgenstrahlen, die durch ein Phasenkontrastobjekt, also durch benachbarte Bereiche verschiedener optischer Dicke, hindurchtreten, zueinander einen wohldefinierten Phasenunterschied besitzen. Diese Röntgenstrahlen können somit miteinander interferieren (Röntgeninterferenz). Als Folge dieser Röntgeninterferenz beobachtet man in ausreichendem Abstand ein Amplituden- bzw. Intensi-

tätskontrastbild. Mit der Interferenz ist auch eine Ablenkung der Strahlung gegenüber der Einfallrichtung (Beugung) verbunden. Das oben erwähnte Phasenkontrastobjekt kann als ein transparentes Objekt mit einer lateralen Variation der Dicke, des Brechungsindex oder beidem angesehen werden. Durch die Phasenkontrast-Radiographie ist es im Gegensatz zur Röntgenabsorptions-Radiographie möglich, eine Abbildung eines Objekts zu erzeugen, das aufgrund der Dicke, der Dichte oder der Elementzusammensetzung eine geringe Absorption für Röntgenstrahlen aufweist und geringe Absorptionskontraste besitzt.

Ein Phasenkontrast-Röntgengerät der eingangs genannten Art und ein dazugehöriges Verfahren sind beispielsweise aus Wilkins et al., Nature, 384 (1996), Seiten 335-338, bekannt (vgl. Figur 2). Die Röntgenquelle des bekannten Röntgengeräts ist punktförmig und weist einen sehr kleinen Durchmesser von 5 μm bis 15 μm auf. Die Auswerteeinrichtung ist beispielsweise ein Röntgenfilm. Zwischen der punktförmigen Röntgenquelle und der Auswerteeinrichtung wird das zu untersuchende Objekt im optischen Abstand zur Röntgenquelle angeordnet. Der optische Abstand ergibt sich aus einem Strahlengang der Röntgenstrahlung. Das Objekt wird von der von der punktförmigen Röntgenquelle ausgesandten, divergenten Röntgenstrahlung durchstrahlt. An einer Phasengrenze des Objekts kommt es beim Durchstrahlen des Objekts zu einem Phasensprung der Röntgenstrahlung. Phasenverschobene und nicht phasenverschobene Röntgenstrahlen gelangen zur Auswerteeinrichtung, werden dort in einen Amplitudenkontrast umgewandelt und als sog. Phasenkontrast-Bild sichtbar gemacht.

Aufgrund des geringen Durchmessers der punktförmigen Röntgenquelle des bekannten Phasenkontrast-Röntgengeräts ist eine (Aufnahme-)Leistung der Röntgenquelle auf unter 50 W begrenzt. Wegen der geringen Leistung eignet sich das Phasenkontrast-Röntgengerät zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes eines dünnen, kleinen Objekts, beispielsweise eines

Insekts. Für größere und dickere Objekte, beispielsweise einen Menschen, ist das bekannte Phasenkontrast-Röntgengerät wegen der geringen Leistung nicht geeignet. Deshalb eignet sich das Phasenkontrast-Röntgengerät auch nicht für einen
5 Einsatz in der Medizintechnik.

Aus Schuster et al., Proc. SPIE, 3767 (1999), Seiten 183-198, ist ein Monochromator in Form eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors bekannt. Der Gradienten-Vielschicht-Reflektor ist
10 ein künstliches, eindimensionales Gitter, das Bragg-Reflexion von Röntgenstrahlung ermöglicht. Der Reflektor zeichnet sich durch eine periodische Schichtfolge einer ersten Schichtart A und einer weiteren Schichtart B aus. Die erste Schichtart A verfügt über einen ersten Brechungsindex n_A und eine erste
15 Schichtdicke d_A und die weitere Schichtart B über einen vom ersten Brechungsindex n_A unterschiedlichen weiteren Brechungsindex n_B und eine Schichtdicke d_B . In einer lateralen Erstreckungsrichtung des Reflektors nimmt eine Summe $d = d_A + d_B$ der Schichtdicken zu. Der Gradienten-Vielschicht-Reflektor
20 weist dabei eine Reflexionsfläche auf, die ellipsenförmig, parabelförmig, kreisförmig oder planar sein kann.

Der Gradienten-Vielschicht-Reflektor wird als Röntgenspiegel beispielsweise in der Röntgen-Diffraktometrie eingesetzt. Mit
25 Hilfe dieses Gradienten-Vielschicht-Reflektors kann parallele und nicht parallele Röntgenstrahlung relativ großen Photonenenergie-Bandbreite reflektiert werden und mit einem relativ geringen Intensitätsverlust monochromatisiert werden.

30 Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein im Vergleich zum bekannten Stand der Technik verbessertes Phasenkontrast-Röntgengerät anzugeben, mit dessen Hilfe ein Phasenkontrast-Bild eines größeren bzw. dicken Objekts erstellt werden kann. Eine weitere Aufgabe besteht in der Angabe eines im Vergleich
35 zum bekannten Stand der Technik verbesserten Verfahrens zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes.

Zur Lösung der Aufgabe wird ein Phasenkontrast-Röntgengerät zur Erstellung eines Phasenkontrast-Bildes mindestens eines Objekts, mit mindestens einer Röntgenquelle zur Erzeugung einer Röntgenstrahlung, die in einem bestimmten optischen Abstand zur Röntgenquelle eine bestimmte räumliche Kohärenz aufweist, und mindestens einer Auswerteeinrichtung zur Umwandlung der Röntgenstrahlung nach einem Durchstrahlen der Röntgenstrahlung durch das im optischen Abstand zur Röntgenquelle angeordnete Objekt in das Phasenkontrast-Bild des Objekts angegeben. Das Phasenkontrast-Röntgengerät ist dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenquelle eine Leistung aus dem Bereich von einschließlich 50 W bis einschließlich 10 kW aufweist und eine räumliche Kohärenzlänge der Röntgenstrahlung im optischen Abstand zur Röntgenquelle aus dem Bereich von einschließlich 0,05 μm bis einschließlich 10 μm ausgewählt ist.

Zur Lösung der weiteren Aufgabe wird ein Verfahren zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes eines Objekts unter Verwendung des Phasenkontrast-Röntgengeräts mit folgenden Verfahrensschritten angegeben:

- a) Anordnen des Objekts im optischen Abstand zur Röntgenquelle,
- b) Durchstrahlen des Objekts mit der Röntgenstrahlung und
- c) Erstellen des Phasenkontrast-Bildes aus der das Objekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung mit Hilfe der Auswerteeinrichtung.

Das Objekt zeichnet sich durch mindestens eine Grenzfläche aus, die mit Hilfe des Phasenkontrast-Bildes sichtbar gemacht werden kann. Die Grenzfläche wird beispielsweise durch unterschiedliche, aneinander angrenzende Teile des Objekts gebildet. Diese Teile können beispielsweise verschiedene Gefäße einer Pflanze oder eines Tieres sein.

Die Auswerteeinrichtung weist einen Detektor für die durch das Objekt hindurchtretende Röntgenstrahlung auf. Der Detek-

tor ist beispielsweise ein Röntgenfilm. Denkbar ist auch ein Röntgenleuchtstoff oder ein Röntgenspeicherleuchtstoff, die die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umwandeln. Aus dem sichtbaren Licht wird das Phasenkontrast-Bild erstellt.

5

Die grundlegende Idee der Erfindung besteht darin, ein Phasenkontrast-Röntgengerät mit einer Röntgenquelle für Röntgenstrahlung bereitzustellen, wobei die Röntgenstrahlung im optischen Abstand zur Röntgenquelle eine Röntgenstrahlung aufweist, die zur Aufnahme eines Phasenkontrast-Bildes eines Objekts geeignet ist. Dazu weist die Röntgenstrahlung im optischen Abstand eine bestimmte, für die Aufnahme eines Phasenkontrast-Bildes geeignete räumliche Kohärenz auf. Die räumliche Kohärenz wird auch als transversale Kohärenz. Die räumliche Kohärenzlänge der Röntgenstrahlung beträgt im optischen Abstand wenige μm . Über diese grundlegende Voraussetzung für die Aufnahme eines Phasenkontrast-Bildes hinaus ist die Leistung der Röntgenquelle zwischen 50 W und 10 kW ausgewählt. Damit ist die Leistung gegenüber dem bekannten Phasenkontrast-Röntgengerät erhöht. Das Phasenkontrast-Röntgengerät eignet sich zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes sowohl eines kleineren Objekts, beispielsweise eines Insekts, als auch eines größeren Objekts, beispielsweise eines Menschen. Eine Aufnahmezeit des Phasenkontrast-Bildes ist auch bei größeren Objekten akzeptabel. Das Phasenkontrast-Röntgengerät ist somit für den Einsatz in der Medizintechnik, beispielsweise in einem Labor oder einem Krankenhaus, geeignet. Denkbar ist auch der Einsatz des Phasenkontrast-Röntgengeräts in der Botanik, der Halbleitertechnologie und der Mikrostrukturatechnik. In der Halbleitertechnologie ließe sich beispielsweise ein dünner Bonddraht aus Aluminium auf einem Silizium-Chip abbilden. Denkbar ist auch der Einsatz in der Sicherheitstechnik zur Überprüfung eines sicherheitsrelevanten Objekts. Das sicherheitsrelevante Objekt ist beispielsweise eine Tasche, deren Inhalt mit Hilfe des Phasenkontrast-Röntgengeräts abgebildet werden soll. Die Konturen von Sprengstoffen oder

Drogen könnten im Phasenkontrast-Bild sichtbar gemacht werden.

Im Folgenden werden anhand von besonderen Ausgestaltungen
5 Maßnahmen vorgestellt, mit deren Hilfe die grundlegende Idee der Erfindung weiterentwickelt wird.

In einer besonderen Ausgestaltung weist die Röntgenquelle einen strichförmigen Fokus auf. Der Fokus ist längsgestreckt.
10 Eine Fokusbreite des Fokus ist wesentlich größer als eine Fokusbreite des Fokus. Der Fokus kann dabei eine rechteckige Fokusfläche aufweisen. Denkbar ist auch eine ellipsenförmige Fokusfläche. Beispielsweise beträgt die Fokusbreite wenige μm , die Fokusbreite dagegen bis zu einigen mm. Der strichförmige Fokus erlaubt eine wesentlich höhere Röhrenleistung und
15 damit eine höhere Intensität als eine vergleichbare Röhre mit punktförmigem Fokus.

In einer weiteren Ausgestaltung ist eine Längsausdehnung des strichförmigen Fokus im Wesentlichen in Richtung zum Objekt ausgerichtet. Die Längsausdehnung wird durch die Fokusbreite bestimmt. Die Richtung Objekt ist durch den Strahlengang der Röntgenstrahlung von der Röntgenquelle zum Objekt gegeben. Der Fokus ist längsgestreckt ausgerichtet. Die längsgestreckte Ausrichtung gewährleistet eine brauchbare räumliche Kohärenzlänge (vgl. F.S. Crawford Jr., "Schwingungen und Wellen" (Vieweg, Braunschweig, 1989), Seiten 259-271).
20
25

Beispielsweise kommt eine Röntgenquelle mit einer konventionellen Röntgenröhre zum Einsatz. Die Röntgenröhre ähnelt einer Feinfokus oder Feinstfokus aus der Röntgendiffraktometrie. Im Gegensatz zur Röntgendiffraktometrie ist der strichförmige Fokus längsgestreckt ausgerichtet. Für einen derart flachen Abgriff erweist sich eine Anodenrauigkeit im
30
35 (sub) μm -Bereich als günstig.

In einer besonderen Ausgestaltung weist die Röntgenquelle eine Röntgenröhre mit einer Transmissions-Anode auf. Die Rönt-

genröhre ist eine Transmissions-Röntgenröhre. Bei dieser Art Röntgenröhre wird die Röntgenstrahlung in Einschussrichtung der Elektronen - also in Transmission - von der Anode abgegriffen wird (vgl. L.M.N. Tavora, E.J. Morton, W.B. Gilboy, SPIE vol 3771 (1999) 61-71). Vielfach wird bei Transmissions-Röntgenröhren die Anode gleichzeitig als Röhrenfenster benutzt.

In einer besonderen Ausgestaltung weist die Röntgenquelle einen Parametrische Röntgenstrahlungsquelle auf. Die Parametrische Röntgenstrahlungsquelle ist eine sehr effiziente und leistungsstarke Röntgenstrahlungsquelle, die sich ebenfalls in das beschriebene Röntgenstrahlungsgerät einbauen lässt. Bei einer Parametrischen Röntgenstrahlungsquelle werden Elektronen mit typischerweise 50 MeV in ein einkristallines Anodenmaterial, z.B. Graphit, Diamant oder Beryllium geschossen. Dabei entsteht Röntgenstrahlung, die wesentlich verstärkt ist, wenn sie unter dem der Röntgenstrahlung entsprechenden Braggwinkel abgegriffen wird.

Parametrische Röntgenstrahlung (PXR: parametric x-radiation, vgl. M.A. Piestrup, Xizeng Wu, V.V. Kaplan, S.R. Uglov, J.T. Cremer, D.W. Rule, R.B. Fioroto, Rev. Sci. Instrum. 72 (2001) 2159-2170) ist eine Art von Röntgenstrahlung aus einer Vielzahl von mehreren Röntgenstrahlungsarten, deren Erzeugungsprozess sich ähnelt, deren Erzeugung aber unterschiedliche Betriebsparameter erfordert. Diese Röntgenstrahlungsarten sind beispielsweise Kohärente Röntgenstrahlung in Kristallen (CBS), Vavilov-Cerenkov-Strahlung (VR), Channelingstrahlung (CHR) und Resonante Strahlung (RR) (vgl. V.G. Baryshevsky, I.D. Feranchuk, Nucl. Instr. Meth. 228 (1985) 490-495; W. Knüpfer, M.G. Huber, Physik in unserer Zeit 6 (1984) 163-172). Diese Röntgenstrahlungsarten können im Phasenkontrast-Röntgengerät der vorliegenden Erfindung zum Einsatz kommen.

Neben den beschriebenen Röntgenquellen ist auch eine Elektronenangeregte Plasma-Röntgenquelle oder eine Laserangeregte

Plasma-Röntgenquelle (Laser Compton Scattering) denkbar (vgl. A. Tsunemi et al. IEEE 3 (1999) 926-927; A. Tsunemi et al. IEEE 4 (1999) 2552-2554).

5 In einer weiteren Ausgestaltung weist die Röntgenstrahlung
des Phasenkontrast-Röntgengeräts eine bestimmte zeitliche Ko-
härenz auf. Die zeitliche Kohärenz wird auch als longitudina-
le Kohärenz oder Monochromasie bezeichnet. Eine zeitlich ko-
härente Röntgenstrahlung ist demnach eine monochromatische
10 Röntgenstrahlung von schmaler Bandbreite. Zur Erzeugung der
zeitlichen Kohärenz weist das Phasenkontrast-Röntgengerät zu-
mindest einen Monochromator auf. Der Monochromator filtert
aus der polychromatischen Röntgenstrahlung der Röntgenquelle
Röntgenstrahlung einer bestimmten Wellenlänge λ bzw. einer
15 bestimmten Energie E . Der Monochromator ist im Strahlengang
der Röntgenstrahlung zwischen Röntgenquelle und dem optischen
Abstand angeordnet. Somit wird das Objekt von monochromati-
scher Röntgenstrahlung durchstrahlt. Die zeitliche Kohärenz
der Röntgenstrahlung ist insbesondere vorteilhaft zum Erstel-
20 len von Phasenkontrast-Bildern dickerer Objekte. Unter dicke-
ren Objekten sind Objekte zu verstehen, deren Ausdehnung in
Ausbreitungsrichtung der Röntgenstrahlung deutlich größer ist
als die Kohärenzlänge der Röntgenstrahlung. Die Kohärenzlänge
beträgt beispielsweise wenige μm , die Dicke des Objekts dage-
25 gen einige mm oder cm.

Um die Phasenverschiebung von Objekten der Dicke T von denen
der vielfachen Dicke $T \cdot n$ unterscheiden zu können, ist die Di-
cke vorzugsweise kleiner $\lambda/2\delta$. Um bei den Interferenzen eine
30 Vieldeutigkeit zu hindern, ist es vorteilhaft, wenn eine
Schwankung der Wellenlänge λ und des Brechungsindexdekrementes
 δ klein ist.

Die Auswerteeinrichtung umfasst mindestens einen Film oder
35 eine ortsauflösenden Röntgendetektor. Darüber hinaus weist
die Auswerteeinrichtung vorzugsweise einen Analysator zur A-
nalyse der Ausbreitungsrichtung der Röntgenstrahlung nach dem

Durchstrahlen des Objekts auf. Der Analysator kann dabei einen Kollimator aufweisen. Insbesondere weist der Analysator einen Monochromator auf beziehungsweise ähnelt einem Monochromator. Während mit einem Monochromator die Wellenlänge der Photonen festgelegt wird, wird mit einem Analysator die Ausbreitungsrichtung/Kollimation der Photonen festgelegt beziehungsweise bestimmt.

In einer besonderen Ausgestaltung weisen der Monochromator und/oder der Analysator mindestens einen Gradienten-Vielschicht-Reflektor auf. Der Reflektor zeichnet sich durch eine periodische Schichtfolge einer ersten Schichtart A und einer weiteren Schichtart B aus. Die erste Schichtart A verfügt über einen ersten Brechungsindex n_A und eine erste Schichtdicke d_A und die weitere Schichtart B über einen vom ersten Brechungsindex n_A unterschiedlichen weiteren Brechungsindex n_B und eine Schichtdicke d_B . In mindestens einer lateralen Erstreckungsrichtung des Reflektors nimmt eine Summe $d = d_A + d_B$ der Schichtdicken zu. Mit Hilfe des Gradienten-Vielschicht-Reflektors kann parallele und nicht-parallele Röntgenstrahlung mit einem relativ geringen Intensitätsverlust monochromatisiert bzw. kollimiert werden. Der Gradienten-Vielschicht-Reflektor weist dazu insbesondere eine ellipsenförmige und/oder parabelförmige und/oder planare und/oder kreisförmige Reflexionsfläche auf. Die Reflexionsfläche ist entweder in nur einer Erstreckungsrichtung oder in zwei Erstreckungsrichtungen des Gradienten-Vielschicht-Reflektors gekrümmt. Durch eine in zwei Erstreckungsrichtungen des Gradienten-Vielschicht-Reflektors gekrümmte Reflexionsfläche ist es möglich, die Strahlung nicht nur in der Ebene der eintreffenden Röntgenstrahlung umzulenken, sondern auch die Ebene der reflektierten Röntgenstrahlung zu ändern. Dadurch ist eine räumliche Fokussierung erzielbar.

Insbesondere ist mit Hilfe des Gradienten-Vielschicht-Reflektors eine für die Aufnahme des Phasenkontrast-Bildes notwendige räumliche Kohärenz zugänglich. Mit Hilfe des Re-

flektors lässt sich der Strahlengang, in dem das Objekt angeordnet wird, parallel oder divergent gestalten. Mit einer planaren Reflexionsfläche ist ein divergenter Strahlengang erzielbar. Bei einer ellipsenförmigen oder kreisförmigen Reflexionsfläche wird ein fokussierter Strahlengang erhalten.
5 Eine parabelförmige Reflexionsfläche kollimiert den Strahlengang, d.h. die Röntgenstrahlen verlaufen parallel.

Insbesondere wird ein weiterer Monochromator in Form eines
10 Gradienten-Vielschicht-Reflektors als Analysator eingesetzt. Der Analysator eignet sich für eine besondere Ausgestaltung der Erfindung, nach der zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes eine beim Durchstrahlen des Objekts abgelenkte Röntgenstrahlung und/oder eine beim Durchstrahlen des Objekts
15 nicht abgelenkte Röntgenstrahlung detektiert wird. Die abgelenkte und/oder die nicht abgelenkte Röntgenstrahlung wird mit Hilfe eines Analysators mit Gradienten-Vielschicht-Reflektor ausgewählt. Beispielsweise wird an dem Reflektor nur die nicht abgelenkte Röntgenstrahlung in Richtung des Detektors der Auswerteeinrichtung gelenkt.
20

In einer besonderen Ausgestaltung bildet die Röntgenstrahlung nach dem Durchstrahlen des Objekts ein Interferenzmuster, das zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes detektiert wird. Das
25 Interferenzmuster wird beispielsweise von einem Röntgenfilm erfasst.

In einer besonderen Ausgestaltung werden mit Hilfe von Röntgenstrahlung unterschiedlicher räumlicher Kohärenz mehrere
30 Phasenkontrast-Bilder erstellt, die mit Hilfe einer Bildverarbeitungseinrichtung zu einem Gesamt-Phasenkontrast-Bild verarbeitet werden. Dabei werden beispielsweise die einzelnen Phasenkontrast-Bilder digitalisiert und dann von der Bildverarbeitungseinrichtung zum Gesamt-Phasenkontrast-Bild umgesetzt.
35 Denkbar ist auch, dass die einzelnen Phasenkontrast-Bilder mit einem einzigen Röntgenfilm erfasst und so zum Gesamt-Phasenkontrast-Bild überlagert werden.

- Eine größerer Kohärenzlänge bewirken eine stärkeren Beugungseffekt und ermöglicht einen höheren Phasenkontrast und schärfere Grenzen. Allerdings kann es bei komplizierten Objektstrukturen zu einer Überlagerung von Beugungsbildern verschiedener Objektstrukturen kommen, die schwer zu interpretieren sind. Bei einer kleineren Kohärenzlänge ist der Phasenkontrast geringer, dagegen ist der Phasenkontrast bestimmten Objektstrukturen einfacher zuzuordnen. Ohne Bildverarbeitung lassen sich Phasenkontrastbilder mit größerer Kohärenzlängen möglicherweise gar nicht mehr deuten. Aber auch Bildverarbeitungsprogramme liefern Artefakte, wenn ein Phasenkontrast-Bild mit großer Kohärenzlänge bearbeitet werden soll. Deshalb wird ein iterativer Auswertealgorithmus vorgeschlagen, bei dem zunächst in Bildern mit kleinen Kohärenzlänge die groben Konturen/Grenzen der Objektstrukturen erfasst werden und dann mit Hilfe der Bilder mit großer Kohärenzlänge diese Konturen/Grenzen verfeinert werden.
- 20 Vorzugsweise wird zum Erzeugen der unterschiedlichen räumlichen Kohärenz der optische Abstand zwischen dem Objekt und der Röntgenquelle variiert. Dabei wird die räumliche Kohärenzlänge in beiden Dimensionen in gleichem Maße mit dem Abstand vergrößert.
- 25 Alternativ dazu wird zum Erzeugen der unterschiedlichen räumlichen Kohärenz eine Orientierung des Objekts zur Ausbreitungsrichtung der Röntgenstrahlung variiert. Beispielsweise wird das Objekt bei nicht geändertem Strahlengang gedreht.
- 30 Voraussetzung hierfür ist eine Anisotropie der räumliche Kohärenzlänge, d.h. dass sich die räumliche Kohärenzlänge in den beiden transversalen Richtungen unterscheidet.
- Denkbar ist auch, dass zwar das Objekt laborfest verbleibt, aber die Anisotropieausrichtung gedreht wird, indem zum Beispiel die beiden lateralen Ausdehnungen der Röntgenquelle variiert werden. In einer Röntgenröhre kann durch eine entspre-

chende Elektronenoptik der Fokus und damit eine Röntgenquellform verändert werden.

Bei dem Verfahren wird vorzugsweise ein Objekt verwendet, das
5 im Wesentlichen aus einem Material mit einem niedrigen Absorptionskoeffizienten für die Röntgenstrahlung besteht. Ein derartiges Objekt, oder ein Teil des Objekts, lässt sich nicht direkt, d.h. unter Ausnutzung der Röntgenabsorption, abbilden. Dieses Objekt oder ein Teil des Objekts kann ein
10 beliebiges Weichteil eines Menschen, eines Tieres oder einer Pflanze sein. Das Weichteil ist beispielsweise ein Gefäß einer Körperflüssigkeit eines Tieres. Insbesondere können mit Hilfe des vorgestellten Phasenkontrast-Röntgengeräts auch solche Organe abgebildet werden, die nicht in der Lage sind,
15 ein für die direkte Erstellung eines Röntgenabsorptions-Bildes notwendiges Kontrastmittel aufzunehmen. Ein derartiges Organ ist beispielsweise ein Knorpel oder eine Knochenhaut.

In einer weiteren Ausgestaltung wird eine Vielzahl von Phasenkontrast-Bildern des Objekts aufgenommen, um damit ein
20 Phasenkontrast-Computer-Tomogramm des Objekts zu erstellen. Obwohl die Phasenkontrast-Röntgenradiographie auch bei Fehlen eines Absorptionskontrasts einen ausreichenden Kontrast erzeugen kann, können die lokalen Details - wie bei einer Projektionstechnik üblich - nur überlagert abgebildet werden.
25 Die Methode der Computer-Tomographie überwindet dieses Problem: Das zu untersuchende Objekt wird linear abgetastet und zwischendurch um kleine Winkel gedreht. Anschließend wird aus den positions- und winkelabhängigen Intensitäten nach dem be-
30 kannten Verfahren der computertomographischen Rekonstruktion ein transversales Sektor-Tomogramm erzeugt.

Zusammenfassend ergeben sich mit der vorliegenden Erfindung folgende besonderen Vorteile:

35

- Aufgrund der höheren Röhrenleistung kann das vorgestellte Phasenkontrast-Röntgengerät insbesondere in der Medi-

zintechnik zur Abbildung von Weichteilen von größeren Objekten eingesetzt werden.

- Durch den Einsatz einer Röntgenquelle mit strichförmigem Fokus und/oder durch den Einsatz eines oder mehrerer Gradienten-Vielschicht-Reflektoren wird die Intensität der Röntgenstrahlung im optischen Abstand erhöht beziehungsweise effizienter genutzt.
- Durch die Form und Ausrichtung der Röntgenquelle kann die für das Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes geeignete räumliche Kohärenz der Röntgenstrahlung sichergestellt werden.
- Mit Hilfe des Gradienten-Vielschicht-Reflektors kann mit geringem Verlust an Intensität die Monochromatisierung und damit die zeitliche Kohärenz der Röntgenstrahlung erreicht werden. Aufgrund der zeitlichen Kohärenz sind Phasenkontrast-Bilder dickerer Objekte zugänglich.
- Ein Gradienten-Vielschicht-Reflektor wird insbesondere als Analysator eingesetzt. Mit dem Reflektor kann die durch das Objekt hindurchgetretene Röntgenstrahlung auf einfache Weise analysiert werden.

Anhand mehrerer Beispiele und der dazugehörigen Figuren wird das Phasenkontrast-Röntgengerät und das Verfahren zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes eines Objekts mit Hilfe des Phasenkontrast-Röntgengeräts vorgestellt. Die Figuren sind schematisch und stellen keine maßstabsgetreuen Abbildungen dar.

Figur 1 zeigt ein Phasenkontrast-Röntgengerät mit Röntgenquelle mit strichförmigem Fokus im Querschnitt.

Figur 2 zeigt ein im Stand der Technik bekanntes Phasenkontrast-Röntgengerät im Querschnitt.

Figur 3 zeigt einen Gradienten-Vielschicht-Reflektor im Querschnitt.

Figur 4 zeigt den Strahlengang eines Phasenkontrast-Röntgengeräts mit Monochromator in Form eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors mit planarer Reflexionsfläche.

- 5 Figur 5 zeigt den Strahlengang eines Phasenkontrast-Röntgengeräts mit Monochromator und Analysator, jeweils in Form eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors mit planarer Reflexionsfläche.
- 10 Figur 6 zeigt den Strahlengang eines Phasenkontrast-Röntgengeräts mit Monochromator und Analysator, jeweils in Form eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors mit gekrümmter Reflexionsfläche.
- 15 Figur 7 zeigt ein Verfahren zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes mit Hilfe des Phasenkontrast-Röntgengeräts.

Das in der Einleitung beschriebene, aus dem Stand der Technik bekannte Phasenkontrast-Röntgengerät 101 ist in Figur 2 gezeigt. Ausgehend von der punktförmigen Röntgenquelle 2 gelangen divergente Röntgenstrahlen 11 zu dem im optischen Abstand 6 zur Röntgenquelle 2 angeordneten Objekt 4. Nach dem Durchstrahlen des Objekts 4 mit der Röntgenstrahlung 11 gelangen nicht abgelenkte und abgelenkte und Röntgenstrahlung 12 und 13 auf eine Auswerteeinrichtung 16 in Form eines Röntgenfilms, mit dessen Hilfe das Phasenkontrast-Bild erzeugt wird. Um die für die Aufnahme eines Phasenkontrast-Bildes ausreichende Kohärenzlänge 15 zu erreichen, ist der Durchmesser der punktförmigen Röntgenquelle 2 begrenzt und damit ist auch die Leistung der Röntgenquelle 2 auf maximal 50 W beschränkt.

Dagegen beträgt die Leistung der Röntgenquelle 2 des vorliegenden Phasenkontrast-Röntgengeräts 1 über 50 W. Mit Hilfe des Phasenkontrast-Röntgengeräts 1 wird jeweils ein Phasenkontrast-Bild eines Objekts 3 erstellt. Bei dem Objekt handelt es sich um einen Knorpel auf einem Knochen. Dazu wird das Objekt 3 im optischen Abstand 6 zur Röntgenquelle 2 ange-

ordnet (Figur 7, 71). Das Objekt zeichnet sich durch mit Hilfe der Phasenkontrast-Radiographie abbildbare Grenzflächen 5 aus. Nach dem Anordnen erfolgt das Durchstrahlen des Objekts mit der Röntgenstrahlung (Figur 7, 71) und das Erstellen des Phasenkontrast-Bildes aus der das Objekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung mit Hilfe der Auswerteeinrichtung 16. Die Auswerteeinrichtung 16 verfügt dazu über einen Röntgenfilm, mit dessen Hilfe die Röntgenstrahlung detektiert wird. Es wird ein Phasenkontrast-Bild erstellt.

In einer Ausführungsform des Verfahrens zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes wird die räumliche Kohärenz der verwendeten Röntgenstrahlung sukzessive durch Variation des optischen Abstandes geändert (Figur 7, 74). Auf diese Weise werden mehrere Phasenkontrast-Bilder mit Röntgenstrahlung unterschiedlicher räumlicher Kohärenz erstellt. Diese verschiedenen Phasenkontrast-Bilder werden digitalisiert und mit Hilfe einer Bildverarbeitungseinrichtung zu einem Gesamt-Phasenkontrast-Bild verarbeitet.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform des Verfahrens wird eine Vielzahl von Phasenkontrast-Bildern durch Drehen des Objekts erzeugt. Aus der Vielzahl von Phasenkontrast-Bildern wird über eine Bildverarbeitungseinrichtung ein Phasenkontrast-Tomogramm erstellt.

Im Folgenden wird beschrieben, wie die Leistung der Röntgenquelle 2 des Phasenkontrast-Röntgengeräts 1 erhöht und eine Bildqualität des damit erzeugbaren Phasenkontrast-Bildes gesteigert werden kann. Dabei werden im Wesentlichen zwei Wege beschritten: Gemäß dem ersten Weg wird das Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit einer Röntgenquelle 2 mit strichförmigem Fokus 7 ausgestattet (Beispiel 1). Der zweite Weg sieht eine Optik im Strahlengang vor, um die Strahlungsintensität und die räumliche Kohärenz 14 und gegebenenfalls die zeitliche Kohärenz 15 der Röntgenstrahlung 11 zu optimieren (Beispiele 2 bis 7).

Beispiel 1: Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit Röntgenquelle 2 mit strichförmigem Fokus 7 (Figur 1).

- 5 Die Röntgenquelle 2 weist einen strichförmigen Fokus 7 auf. Im optischen Abstand 6, in dem das zu untersuchende Objekt 4 anzuordnen ist, weist die Röntgenquelle 2 eine Leistung von 1500 W auf.
- 10 Die Längsausrichtung 8, also die Ausrichtung einer Fokusslänge (Längsausdehnung) des Fokus 7 erfolgt entlang zweier Grenzflächen 5 des Objekts 4. Für einen nötigen Phasenkontrast folgt die Ausrichtung der Bedingung $\sin \alpha \ll \lambda \cdot L / D \cdot s$, wobei der Winkel α eine Winkelabweichung der Fokusslängsrichtung
- 15 von der Tangentialgrenzfläche, die sichtbar gemacht werden sollen, ist, s die Fokusslänge des Fokus, b die Fokussbreite des Fokus, λ die Wellenlänge der Röntgenstrahlung, L der optische Abstand zwischen dem Fokus der Röntgenquelle und den Grenzflächen des Objekts und D ein minimaler Abstand zwischen
- 20 den abzubildenden Grenzflächen 5 entsprechen. Der minimale Abstand D zwischen den abzubildenden Grenzflächen entspricht der räumlichen Kohärenzlänge 14. Mit $\lambda = 0,070 \text{ nm}$, $s = 2 \text{ }\mu\text{m}$, $b = 10 \text{ }\mu\text{m}$, $L = 1 \text{ m}$ und $D = 1 \text{ }\mu\text{m}$ ergibt sich für $b \ll 70 \text{ }\mu\text{m}$ und $\alpha \ll 2^\circ$. Zur Aufnahme des Phasenkontrast-Bildes ist die
- 25 Fokussbreite b deutlich unter $70 \text{ }\mu\text{m}$. Bei einer Fokusslänge s von 2 mm erfolgt die Ausrichtung genauer als 2° .

- Die Ausrichtung des Fokus 7 ist leicht möglich, wenn bekannt ist, wie die abzubildenden Grenzflächen 5 orientiert sind.
- 30 Ist eine Orientierung der Grenzflächen 5 zueinander unbekannt, so werden mehrere Phasenkontrast-Bilder aufgenommen, um die optimale Ausrichtung zu bestimmen. Eine gute Ausrichtung zeigt sich in einem deutlichen Phasenkontrast. Die gesuchten Grenzflächen 5 führen zu deutlichen Säumen aus hellen
- 35 und dunklen Linien im Phasenkontrast-Bild.

Beispiel 2: Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit Monochromator 18 in Form eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors 20 mit planarer Reflexionsfläche 27 (Figur 4).

- 5 Der Gradienten-Vielschicht-Reflektor 18 mit planarer Reflexionsfläche 27 ist in Figur 3 gezeigt. Auf einem Substrat 21 ist eine periodische Schichtfolge zweier Schichtarten 22 (A) und 24 (B) angeordnet. Die Schichtarten zeichnen sich jeweils durch einen Brechungsindex r_A und r_B und entsprechenden
- 10 Schichtdicken d_A und d_B aus. In einer Erstreckungsrichtung nimmt eine Gesamtschichtdicke (Summe der Schichtdicken d_A und d_B) zu. Die Summe d_2 ist größer als die Summe d_1 .

- Der Gradienten-Vielschicht-Reflektor 20 ist im Anregungs-
- 15 strahlengang zwischen der Röntgenquelle 2 und dem Objekt 4 angeordnet und fungiert als Monochromator 18. Die vom Reflektor 20 reflektierte Röntgenstrahlung geht scheinbar von der gespiegelten (virtuellen) Röntgenquelle 3 aus und trifft dann auf das Objekt 4, das im optischen Abstand 6 angeordnet ist.
- 20 Damit wird das Objekt 4 mit Röntgenstrahlung geeigneter räumlicher und zeitlicher Kohärenz 14 und 15 durchstrahlt. Die durch das Objekt 4 tretende Röntgenstrahlung zur Auswerteeinrichtung 16. Die Auswerteeinrichtung 16 weist einen Röntgenfilm auf. Die beim Durchstrahlen des Objekts durch die Grenz-
- 25 flächen 5 sich ergebenden Interferenzmuster werden auf dem Röntgenfilm sichtbar gemacht.

- Beispiel 3:** Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit Monochromator 18 und Analysator 19 in Form zweier Gradienten-Vielschicht-Reflektoren mit planaren Reflexionsflächen 27 (Figur 5).
- 30

- Zusätzlich zum vorhergehenden Beispiel ist im Strahlengang der Röntgenstrahlung 11 zwischen dem Objekt 3 und der Auswerteeinrichtung 16 ein weiterer Vielschicht-Reflektor ange-
- 35 ordnet 20. Der zweite Vielschicht-Reflektor hat die Aufgabe eines Analysators 19. Monochromator 18 und Analysator 19 bilden einen sogenannten Monochromator-Analysator-Satz. Monoch-

romator 18 und Analysator 19 sind mit zueinander parallel ausgerichteten Reflexionsflächen 27 angeordnet. Der Analysator 19 ist so gestaltet, dass nicht abgelenkte Röntgenstrahlung 12 auf den Röntgenfilm der Auswerteeinrichtung 16 gelangt und detektiert wird. Vom Objekt 4 abgelenkte Röntgenstrahlung 13 wird nicht reflektiert und erreicht nicht den Röntgenfilm.

Monochromator 18 und Analysator 19 weisen einen Gradientenverlauf $d(x)$ entlang der Erstreckungsrichtung x des jeweiligen Reflektors auf, der auf denselben Quellpunkt 2 bzw. seine Spiegelbilder 3 und 3' und auf dieselbe Wellenlänge L der Röntgenstrahlung 11 ausgerichtet ist. Für einen Gradienten-Vielschicht-Reflektor 20 mit planarer Reflexionsfläche 27 gilt für den Gradientenverlauf: $d(x) = (\lambda/2)(x/a)$ mit der Wellenlänge λ der Röntgenstrahlung und dem Abstand a des Reflektors 20 vom Quellpunkt der Röntgenquelle 2 (vgl. Schuster et al., Proc. SPIE, 3767 (1999), Seiten 183-198). Sind der Monochromator 18 im Abstand a_M und der Analysator 19 im Abstand a_A von der Röntgenquelle 2 angeordnet, so gilt für den Gradientenverlauf des Monochromators 18 $d_M(x) = (\lambda/2)(x/a_M)$ und für den Gradientenverlauf des Analysators 19 $d_A(x) = (\lambda/2)(x/a_A)$.

Beispiel 4: Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit Monochromator 18 und Analysator 19 in Form zweier Gradienten-Vielschicht-Reflektoren 20 mit parabelförmigen Reflexionsflächen 271 und 272 (Figur 6).

Die Monochromator-Reflexionsfläche 271 und Analysator-Reflexionsfläche 272 sind einander gegenüberliegend derart angeordnet, dass ihre Mittelachsen 28 und 29 zueinander parallel ausgerichtet sind. Das Objekt 4 befindet sich, im Gegensatz zu den vorangegangenen Beispielen, in einem parallelen Strahlengang. Der Gradientenverlauf eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors mit parabelförmigen Reflexionsflächen

ist in Schuster et al., Proc. SPIE, 3767 (1999), Seiten 183-198 beschrieben.

Der Monochromator-Analysator-Satz ist spezifisch auf eine bestimmte Wellenlänge abgestimmt. Im Gegensatz zu planaren Gradienten-Vielschicht-Reflektoren erfolgt eine Änderung der Wellenlänge hierbei durch Austausch des Monochromator-Analysator-Satzes.

10 **Beispiel 5:** Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit Monochromator 18 und Analysator 19 in Form zweier Gradienten-Vielschicht-Reflektoren mit ellipsenförmigen Reflexionsflächen.

Der Gradientenverlauf eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors mit ellipsenförmiger Reflexionsfläche ist in Schuster et al., Proc. SPIE, 3767 (1999), Seiten 183-198 beschrieben.

Wie bei Gradienten-Vielschicht-Reflektoren mit parabelförmigen Reflexionsflächen ist der Monochromator-Analysator-Satz spezifisch auf eine bestimmte Wellenlänge abgestimmt. Auch hier erfolgt ein Wechsel der Wellenlänge durch einen Austausch des Monochromator-Analysator-Satzes.

25 **Beispiel 6:** Phasenkontrast-Röntgengerät 1 mit Monochromator 18 und Analysator 19 in Form zweier Gradienten-Vielschicht-Reflektoren mit kreisförmigen Reflexionsflächen.

Beide Reflektoren 20 weisen sich schneidende Fokalkreise auf. Die Gradientenverläufe sind auf dieselbe Wellenlänge abgestimmt. Der Gradientenverlauf eines Gradienten-Vielschicht-Reflektoren mit kreisförmigen Reflexionsflächen ist in Schuster et al., Proc. SPIE, 3767 (1999), Seiten 183-198 beschrieben.

35 Wie bei Gradienten-Vielschicht-Reflektoren 20 mit parabelförmigen oder ellipsenförmigen Reflexionsflächen ist der Monochromator-Analysator-Satz spezifisch auf eine bestimmte Wellen-

länge abgestimmt. Auch hier kann ein Wechsel der Wellenlänge durch einen Austausch des Monochromator-Analysator-Satzes erfolgen.

- 5 **Beispiel 7:** Phasenkontrast-Röntgengerät mit Monochromator und Analysator in Form zweier Gradienten-Vielschicht-Reflektoren mit unterschiedlichen Reflexionsflächen.

10 Eine derartige Anordnung ist beispielsweise dann möglich, wenn die Strahlengänge bei den Brennpunkten der Reflektoren oder als Parallelstrahl übernommen werden.

Patentansprüche

1. Phasenkontrast-Röntgengerät (1) zur Erstellung eines Phasenkontrast-Bildes (17) mindestens eines Objekts (4),
5 mit
- mindestens einer Röntgenquelle (2) zur Erzeugung einer Röntgenstrahlung (11), die in einem bestimmten optischen Abstand (6) zur Röntgenquelle (2) eine bestimmte räumliche Kohärenz (15) aufweist, und
10 - mindestens einer Auswerteeinrichtung (16) zur Umwandlung der Röntgenstrahlung (12, 13) nach einem Durchstrahlen der Röntgenstrahlung (11) durch das im optischen (6) zur Röntgenquelle (2) angeordnete Objekt (4) in das Phasenkontrast-Bild (17) des Objekts (4),
15 dadurch gekennzeichnet, dass
- die Röntgenquelle(2) eine Leistung aus dem Bereich von einschließlich 50 W bis einschließlich 10 kW aufweist und
- eine räumliche Kohärenzlänge (14) der Röntgenstrahlung
20 (11) im optischen Abstand (6) zur Röntgenquelle (2) aus dem Bereich von einschließlich 0,05 μm bis einschließlich 10 μm ausgewählt ist.
2. Röntgengerät nach Anspruch 1, bei dem die Röntgenquelle
25 (2) einen strichförmigen Fokus (7) aufweist.
3. Röntgengerät nach Anspruch 1 oder 2, bei dem eine Längsausdehnung des strichförmigen Fokus (7) in Richtung zum Objekt (4) ausgerichtet ist.
30
4. Röntgengerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem die Röntgenquelle (2) eine Röntgenröhre mit einer Transmissions-Anode aufweist.
- 35 5. Röntgengerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem die Röntgenquelle (2) eine Parametrische Röntgenstrahlungsquelle (PXR) aufweist.

6. Röntgengerät nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Röntgenstrahlung (11) eine bestimmte zeitliche Kohärenz (15) aufweist.
- 5 7. Röntgengerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem zur Erzeugung der zeitlichen Kohärenz (15) der Röntgenstrahlung (11) zumindest ein Monochromator (18) vorhanden ist.
- 10 8. Röntgengerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei dem die Auswerteeinrichtung (16) zumindest einen Analysator (19) aufweist zur Analyse der Röntgenstrahlung (12, 13) nach dem Durchstrahlen des Objekts (4).
- 15 9. Röntgengerät nach Anspruch 7 oder 8, bei dem der Monochromator (18) und/oder Analysator (19) mindestens einen Gradienten-Vielschicht-Reflektor (20) aufweisen.
- 20 10. Röntgengerät nach Anspruch 9, bei dem der Gradienten-Vielschicht-Reflektor (20) eine periodische Schichtfolge einer ersten Schichtart A (22) und mindestens einer weiteren Schichtart B (24) aufweist, wobei die erste Schichtart A (22) einen ersten Brechungsindex r_A und eine erste Schichtdicke d_A (23) und die weitere Schichtart B (24) einen vom ersten Brechungsindex r_A unterschiedlichen weiteren Brechungsindex r_B und einer Schichtdicke d_B (25) aufweist und in mindestens einer Erstreckungsrichtung des Reflektors (20) eine Summe der Schichtdicken ($d = d_A + d_B$) (26) monoton zunimmt.
- 25 30 11. Röntgengerät nach Anspruch 9 oder 10, bei dem der Gradienten-Vielschicht-Reflektor (20) zumindest eine aus der Gruppe ellipsenförmige und/oder parabelförmige und/oder planare und/oder kreisförmige und/oder hyperbelförmige Reflexionsfläche (27) aufweist.
- 35

12. Verfahren zum Erstellen eines Phasenkontrast-Bildes eines Objekts unter Verwendung eines Phasenkontrast-Röntgengeräts nach einem der Ansprüche 1 bis 11, mit den Verfahrensschritten:
- 5 a) Anordnen des Objekts im optischen Abstand zur Röntgenquelle,
b) Durchstrahlen des Objekts mit der Röntgenstrahlung und
c) Erstellen des Phasenkontrast-Bildes aus der das Objekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung mit Hilfe der Auswerteeinrichtung.
- 10
13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem die Röntgenstrahlung nach dem Durchstrahlen des Objekts ein Interferenzmuster bildet, das zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes detektiert wird.
- 15
14. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes eine beim Durchstrahlen des Objekts abgelenkte Röntgenstrahlung und/oder eine beim Durchstrahlen des Objekts nicht abgelenkte Röntgenstrahlung detektiert wird.
- 20
15. Verfahren nach Anspruch 14, bei dem die abgelenkte Röntgenstrahlung und/oder die nicht abgelenkte Röntgenstrahlung mit Hilfe eines Analysators mit einem Gradienten-Vielschicht-Reflektor ausgewählt wird.
- 25
16. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 15, bei dem mit Hilfe von Röntgenstrahlung unterschiedlicher räumlicher Kohärenz mehrere Phasenkontrast-Bilder erstellt werden, die mit Hilfe einer Bildverarbeitungseinrichtung zu einem Gesamt-Phasenkontrast-Bild verarbeitet werden.
- 30
17. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem zum Erzeugen der unterschiedlichen räumlichen Kohärenz der optische Abstand zwischen dem Objekt und der Röntgenquelle variiert wird.
- 35

18. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, bei dem zum Erzeugen der unterschiedlichen räumlichen Kohärenz eine Orientierung des Objekts zur Ausbreitungsrichtung der Röntgenstrahlung variiert wird.

5

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 18, bei dem ein Objekt verwendet wird, das im Wesentlichen aus einem Material mit einem niedrigen Absorptionskoeffizienten für die Röntgenstrahlung besteht.

10

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 19, bei dem eine Vielzahl von Phasenkontrast-Bildern des Objekts erstellt wird zum Erzeugen eines Phasenkontrast-Computer-Tomogramms des Objekts.

15

Zusammenfassung

Phasenkontrast-Röntgengerät zur Erstellung eines Phasenkontrast-Bildes eines Objekts und Verfahren zum Erstellen des Phasenkontrast-Bildes

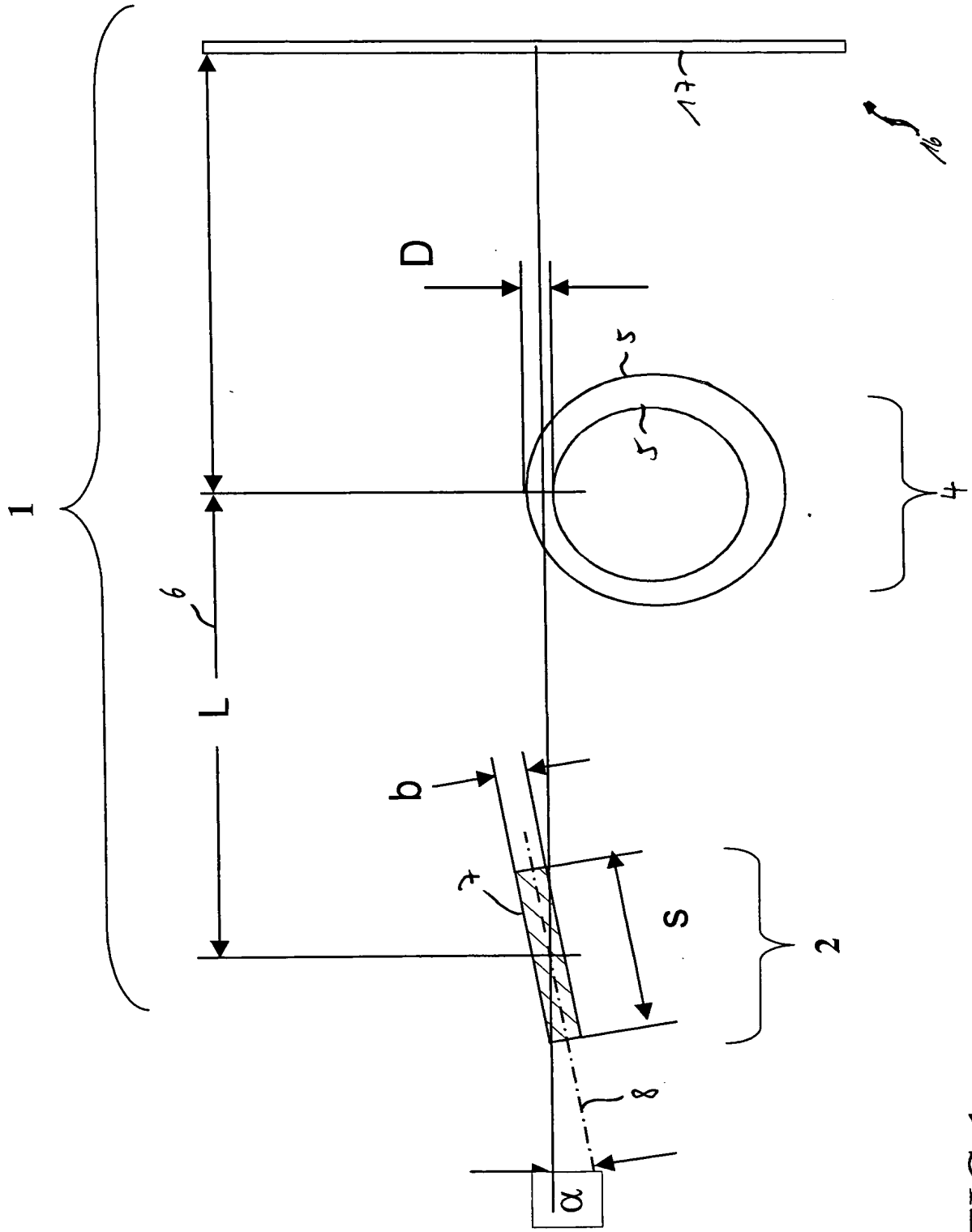
5

Die Erfindung betrifft ein Phasenkontrast-Röntgengerät (1) und ein Verfahren zur Erstellung eines Phasenkontrast-Bildes mindestens eines Objekts (4), mit mindestens einer Röntgenquelle (2) zur Erzeugung einer Röntgenstrahlung, die in einem bestimmten optischen Abstand (6) zur Röntgenquelle eine bestimmte räumliche Kohärenz (14) aufweist, und mindestens einer Auswerteeinrichtung (16) zur Umwandlung der Röntgenstrahlung nach einem Durchstrahlen der Röntgenstrahlung durch das im optischen Abstand zur Röntgenquelle angeordnete Objekt in das Phasenkontrast-Bild des Objekts. Das Phasenkontrast-Röntgengerät ist dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenquelle eine aus dem Bereich von einschließlich 50 W bis einschließlich 10 kW ausgewählte Leistung und eine räumliche Kohärenzlänge der Röntgenstrahlung im optischen Abstand aus dem Bereich von einschließlich 0,05 μm aufweist. Dies wird mit Hilfe einer Röntgenquelle mit strichförmigem Fokus (7) und/oder durch Monochromatisierung der Röntgenstrahlung mit Hilfe eines Gradienten-Vielschicht-Reflektors (20) erreicht. Mit der Monochromatisierung verfügt die Röntgenstrahlung über eine für die Aufnahme eines Phasenkontrast-Bildes eines dickeren Objekts geeignete zeitliche Kohärenz (15). Das Röntgengerät ist für den Einsatz in der Medizintechnik und der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung geeignet.

30

Figur 1

35



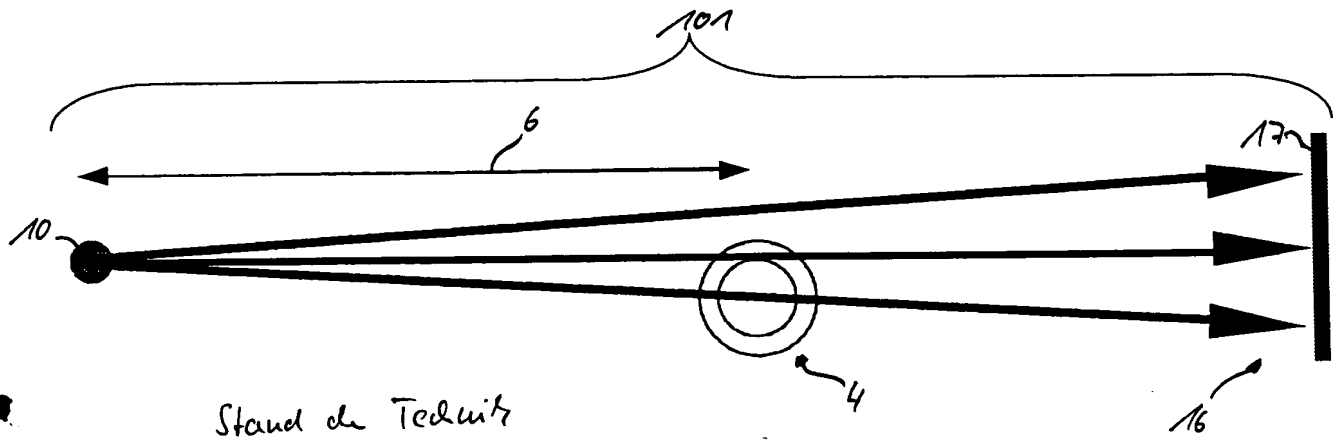
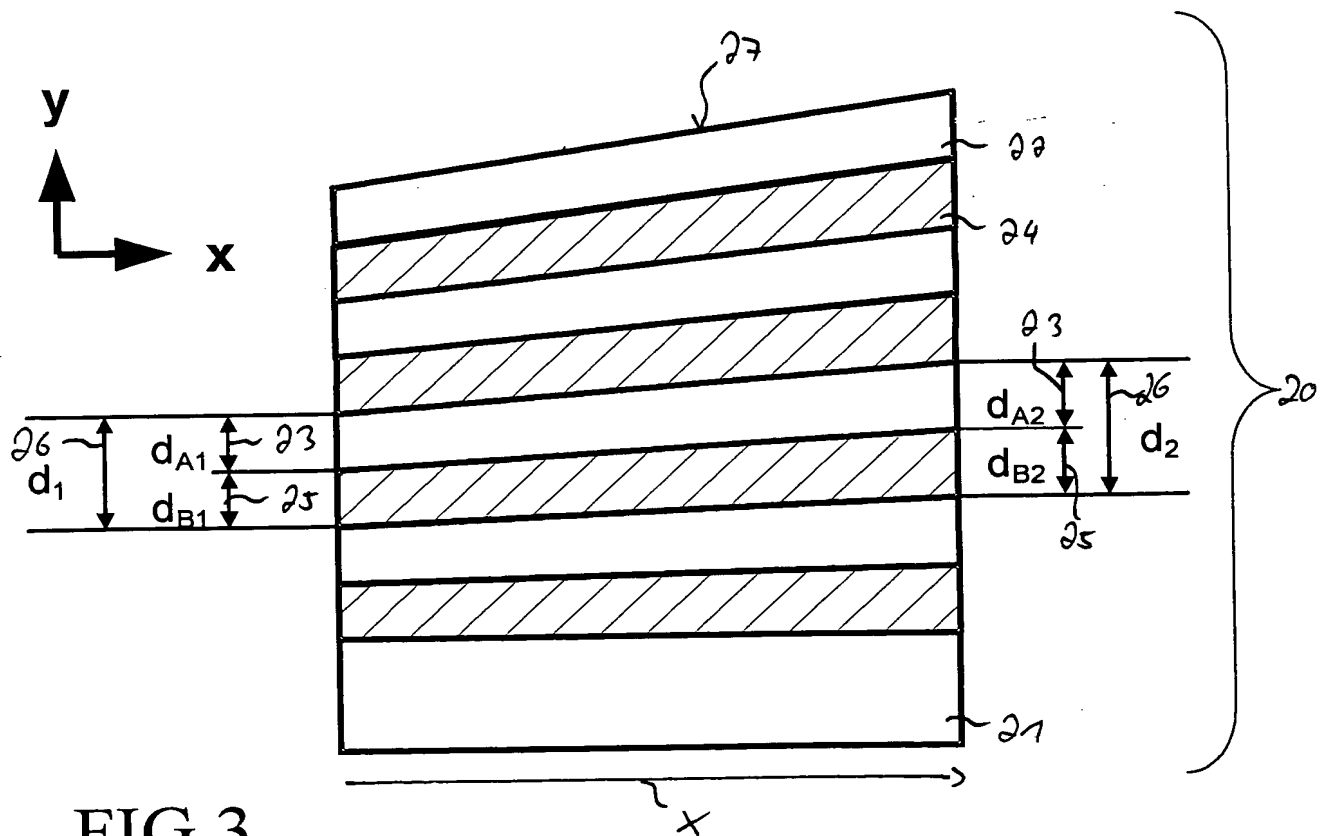


FIG 2



3/6

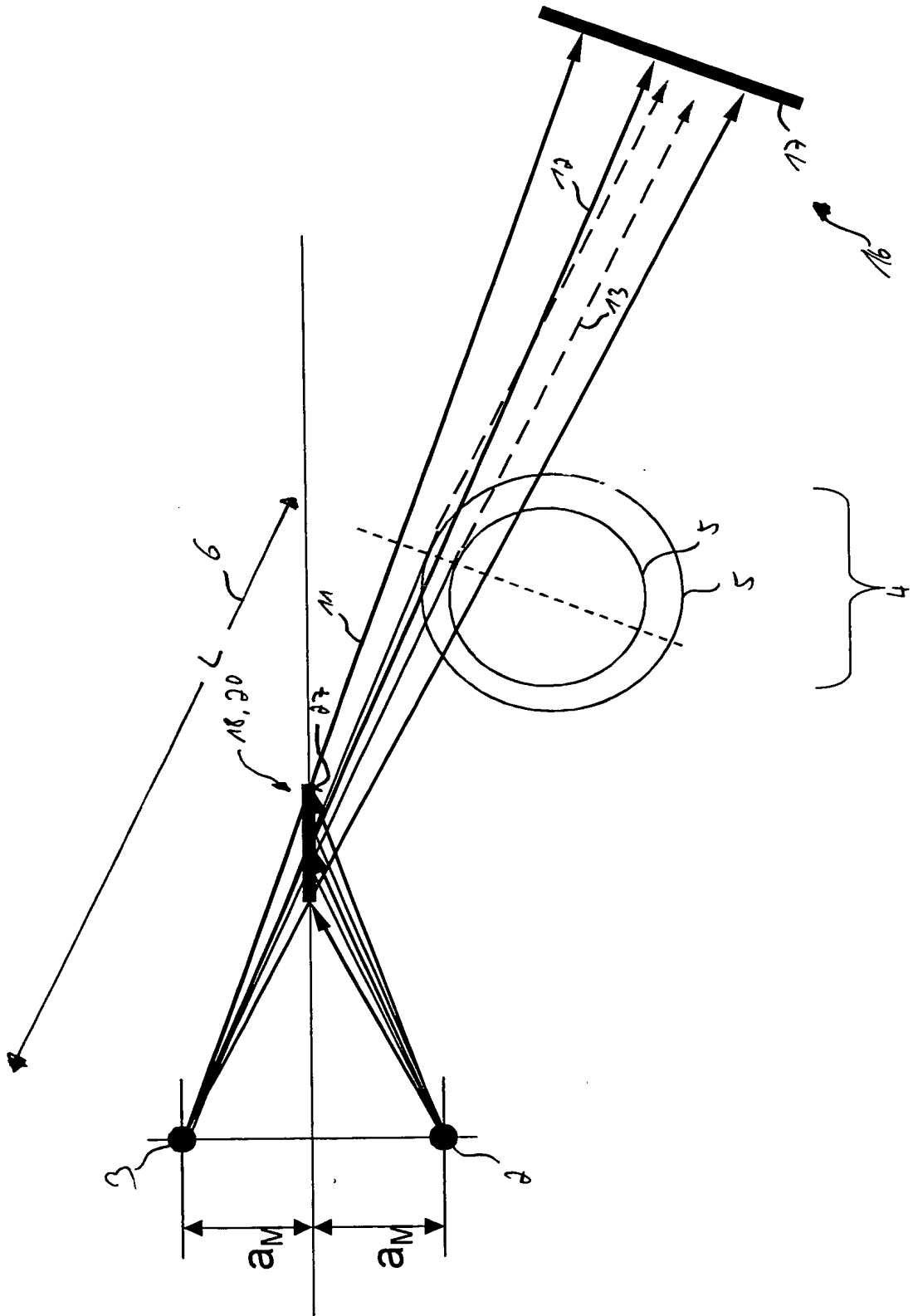


FIG 4

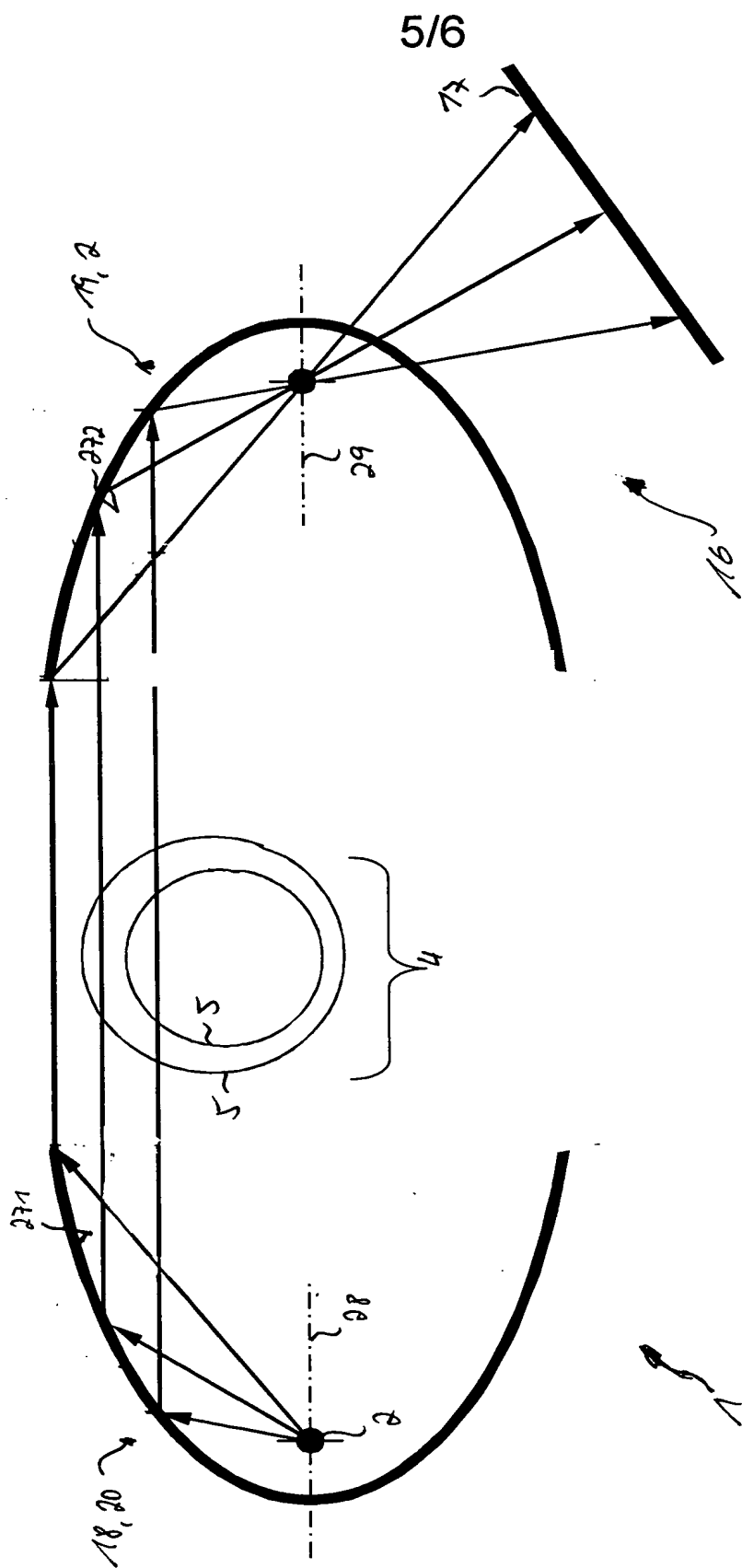


FIG 6

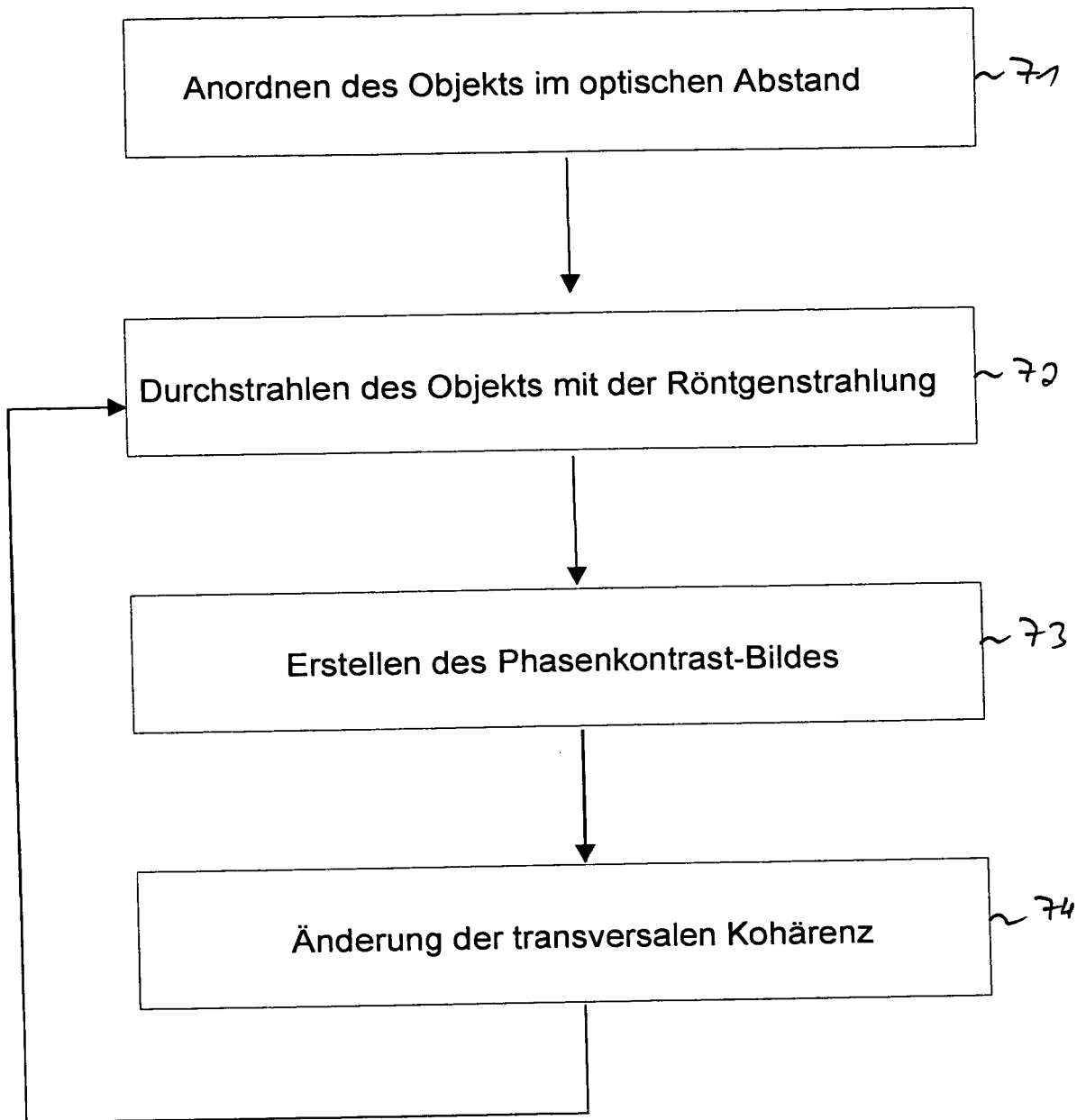


FIG 7

DOCUMENT FILED BY:
YOUNG & THOMPSON
745 SOUTH 23RD STREET
ARLINGTON, VIRGINIA 22202
Telephone 703/521-2297